

筋音図法による随意筋収縮時の 運動単位活動様式の性差の検討

野中壽子¹，三田勝己²，赤滝久美²，渡壁誠²，伊藤晋彦²

¹名古屋市立大学人間文化研究科

²愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所機能発達学部

Abstract

The aim of the present study was to elucidate gender differences of muscle contractile properties using the mechanomyogram (MMG) and electromyogram (EMG) during voluntary isometric ramp contractions of biceps brachii muscles. Gender difference between 10 young females (age: 21.2±1.0 years) and young males (23.6±2.0) in the root mean squared amplitude of the MMG (RMS_{MMG}) was maintained even when values were expressed relative to muscle cross-sectional area (CSA), however there was no significant gender difference in the RMS_{EMG}/CSA . The RMS_{MMG} increased with force development up to 69% MVC, then decreased in both groups, although changes were smaller in the female group than in the male group. These findings suggest that these gender differences in the MMG/force relationship during ramp contraction are not only due to the effect of the subcutaneous tissues, but also the difference of MU activation strategy.

1. はじめに

最大筋力 (Maximal Voluntary Contraction: MVC) は一般に性差が顕著であるとされるが、その要因として男女の体格の差が指摘されている。福永(1990)は20-29歳の女/男の体格比を、身長92.2%、体重76.1%、BMI (Body Mass Index) 89.6%、除脂肪体重72%と報告している。より筋力の性差に関与すると思われる筋断面積 (Cross-sectional Area: CSA) については、Kanehisa(1994)の上腕で女性は男性の63.2%、大腿は82.5%であると報告がある。単位断面積あたりの筋力は、Miller(1992)は19-31歳のCSAあたりの筋力の女/男比は有意差なしとしている一方で、Nygaard(1983)は上肢筋力についてはCSAあたりでも女性の方が低いとしており、被験筋による違いや個体差が大きいと推察される。しかし、筋の機能的な指標である電気-機械変換の遅延 (electro-mechanical delay) は女性に顕著であることが報告されており (Bell and Jacobs, 1986)、筋収縮機能の性差は形態的な差に加え、機能的な差を反映していると考えられる。

ところで、筋収縮機構の定量的評価方法として、近年、筋音 (Mechanomyogram : MMG) が注目されている。MMGは活動筋線維が側方に振動する時の圧波を記録したもので、従来測定さ

れてきた筋電図 (Electromyogram : EMG) が筋の電氣的活動を反映するのに対し、MMGは筋の機械的活動を反映すると考えられている。EMGとMMGを併用することにより詳細な筋の収縮様式を観察することが可能となり、これまでも小児 (Nonaka et al. 2000) や高齢者 (Akataki et al. 2002)、筋疾患患者 (Akataki et al. 1996) について報告されており、筋機能の新たな評価方法として確立しつつある。性差については、Evetovichら (1998) が、筋の機械的活動に性差は認められないと報告している。しかし、わずか3種の負荷しか用いていないなど、詳細な検討はされていない。

そこで、本研究では、ランプ負荷に追隨した肘関節屈曲時の収縮強度に伴うMMG、EMGの変化から、上腕二頭筋の収縮機能の性差を詳細に検討することを目的とした。

2. 方法

[被験者]

被験者は健常成人女性10名 (年齢 21.2 ± 1.0 歳 : 平均 \pm 標準偏差)、健常成人男性9名 (年齢 23.6 ± 2.0 歳) であった。全員、過去に神経筋疾患の病歴はなかった。また、被験者全員に対して事前に測定手順の説明を行ない、同意書を得た。被験者の身長は女性 155.4 ± 6.3 cm、男性 173.0 ± 6.7 cm、体重は女性 49.9 ± 5.1 kg、男性 63.9 ± 4.0 kgで、身長・体重ともに有意な男女差がみられた。

[手順]

被験者は椅座位で右上腕を肘関節90度屈曲位、上腕は中位を維持、手首はプレートで固定して測定台の上に水平に置き (図1)、最大努力での肘関節屈曲を約2秒間行なった。最大筋力MVCは3回の試行の中での最大値を採用した。次に、被験者はMVCを元に規定されたターゲットを追隨する、ランプ負荷による等尺性肘関節屈曲を行なった。ターゲットは被験者の前面に置かれたディスプレイ上に、5%MVCを3秒間維持した後、5%から80%MVCまで10%MVC/秒の速度で直線的に増加するように制御された。筋出力は即時的にコンピュータ画面に表示され、被験者の視覚的フィードバックを行なった。

[記録]

肘関節屈曲力は、被験者の手首の位置に取り付けた歪みゲージ (30K-2 ; A&Dシステム) により測定し、力信号はストレインアンプ (CDV-700A ; 共和電業) で増幅した。MMGは上腕二頭筋筋腹上に周波数応答DCから150Hzの加速度型振動検出センサー (MP101-10 ; メディセンズ : 9mm \times 9mm、厚さ5mm、重さ0.75g) を装着して経皮的に導出した。導出された信号は5Hzから100Hzのバンドパスフィルターを介して生体電気用アンプ (AB-621G ; 日本光電) で増幅した。EMGは双極誘導で上腕二頭筋筋腹上で加速度計を挟むように電極を貼り、体表面上より導

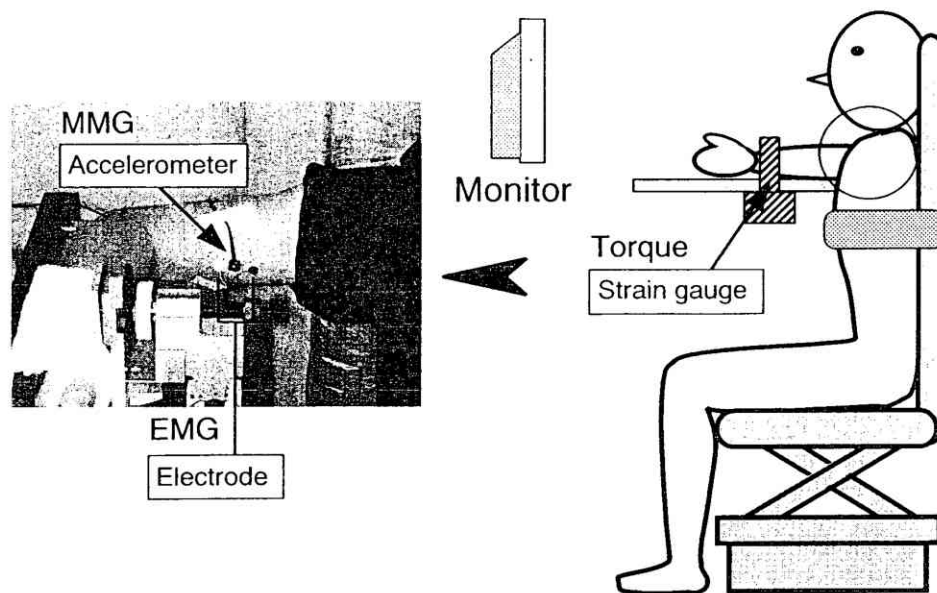


Fig.1 Experimental apparatus for measuring the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions of biceps brachii muscles.

出した。EMGはセンサーをはさむように貼付した2つの表面電極によって双極誘導し、5 Hzのハイパスフィルターを内蔵した増幅器（AB-621G：日本光電）によって増幅した。増幅された信号はいったんデータレコーダ（RD-111T，TEAC）に取り込み、5000Hzでサンプリングし、デジタルデータに変換した。

[信号解析]

ランプ負荷によるMMG、EMG信号のように、定常信号でない信号の解析には短時間フーリエ解析が有効であるとされる（Akataki et al, 2001）。短時間フーリエ解析では、フーリエ変換に一定の時間幅を持つ窓関数を付加することで時変スペクトルが得られる。本研究では0.6秒の長さのセグメントを0.3秒のガウス窓関数を用いて0.1秒毎にシフトさせ、パワースペクトルを得た。MMGとEMGの振幅はそれぞれの二乗平均値の平方根（root mean square）を算出した。統計処理は、一元配置のANOVAを用いて収縮強度による主効果を検討した。有意水準は5%とした。

3. 結果

上腕二頭筋の最大筋力MVCは女性は男性の56.3%、筋断面積CSAは56.1%であった（表）。この差は統計的に有意であった（ $p < 0.05$ ）。MVCをCSAで正規化すると、性差はみられなくなった。

図2はMMG振幅のRMS値（ RMS_{MMG} ）及びEMG振幅のRMS値（ RMS_{EMG} ）と筋力との関係をみたものである。女性の RMS_{MMG} は、ほとんどの筋力範囲において男性よりも有意に低い値を示したのに対し（ $P < 0.05$ ）、 RMS_{EMG} は有意に高かった（ $p < 0.05$ ）。

Table Maximal voluntary contraction (MVC) and muscle cross-sectional area (CSA)

	Female (N=10)	Male (N=9)	
MVC (Nm)	34.2±7.2	60.8±5.5	*
CSA (cm ²)	4.6±0.9	8.2±0.8	*
MVC/CSA (Nm/cm ²)	7.7±2.3	7.5±0.7	ns

Data are mean ± SD.

* Significant difference between groups (p<0.05)

ns: not significant.

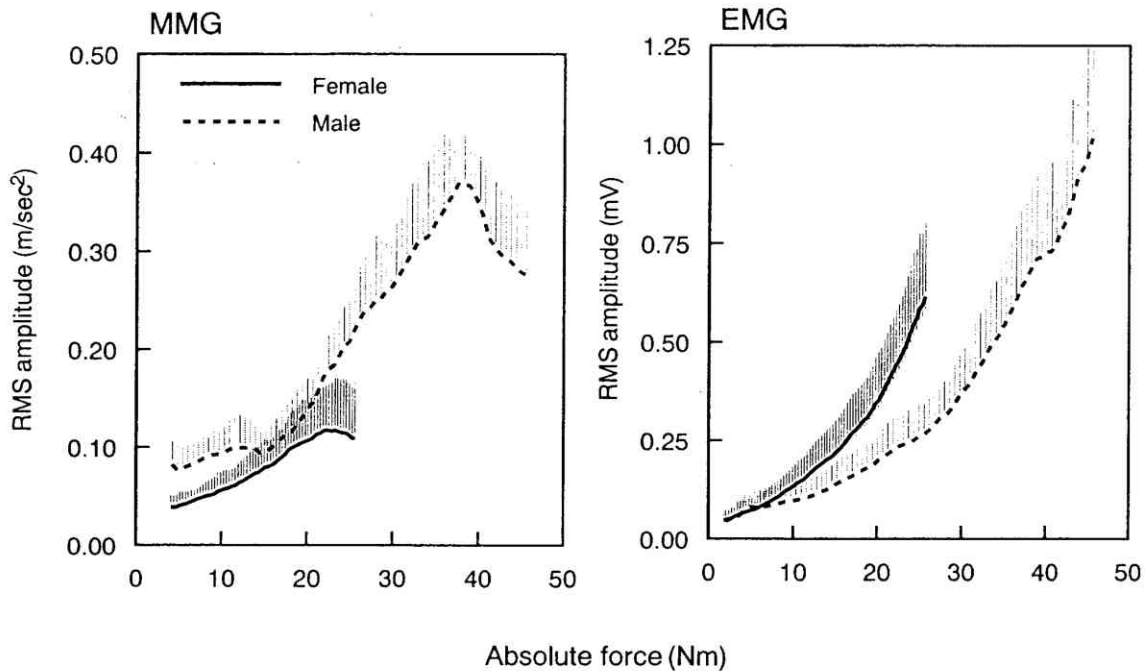


Fig.2 Inter-individual means and standard deviations (vertical line) of the root mean squared amplitude of the MMG and EMG as a function of the absolute torque.

図 3 は各値を CSA で正規化した後の RMS_{MMG} 及び RMS_{EMG} と筋力 の関係を示している。 RMS_{MMG}/CSA は 2.4 Nm/cm^2 のレベル以降は女性が有意に低くなり ($p < 0.05$)、収縮強度に伴い性差が顕著となった。一方、 RMS_{EMG}/CSA に性差はみられなかった。

RMS_{MMG} を最大筋力に対する相対値 (%MVC) の関係を示したのが図 4 である。RMS 値は、それぞれの最大値を 1 として規格化し、各群の収縮強度に対する振幅の変化パターンを比較した。(a) は女性と男性の比較、(b) は、Akataki ら (2001) の男性高齢者 (平均年齢 69.8 ± 4.7 歳) の結果を挿入して比較したものである。振幅と %MVC の関係では、男性では 25% MVC で急激な増加がみられるのに対し、女性では顕著ではなかった。また、男性は 60% MVC 以降、顕著に減少する変曲点がみられるのに対し、女性において変曲点はみられるが、男性ほど顕著な減少ではなかった。女性と高齢者の比較では、45% MVC まではほぼ同じパターンを示したが、女性 60% MVC 以

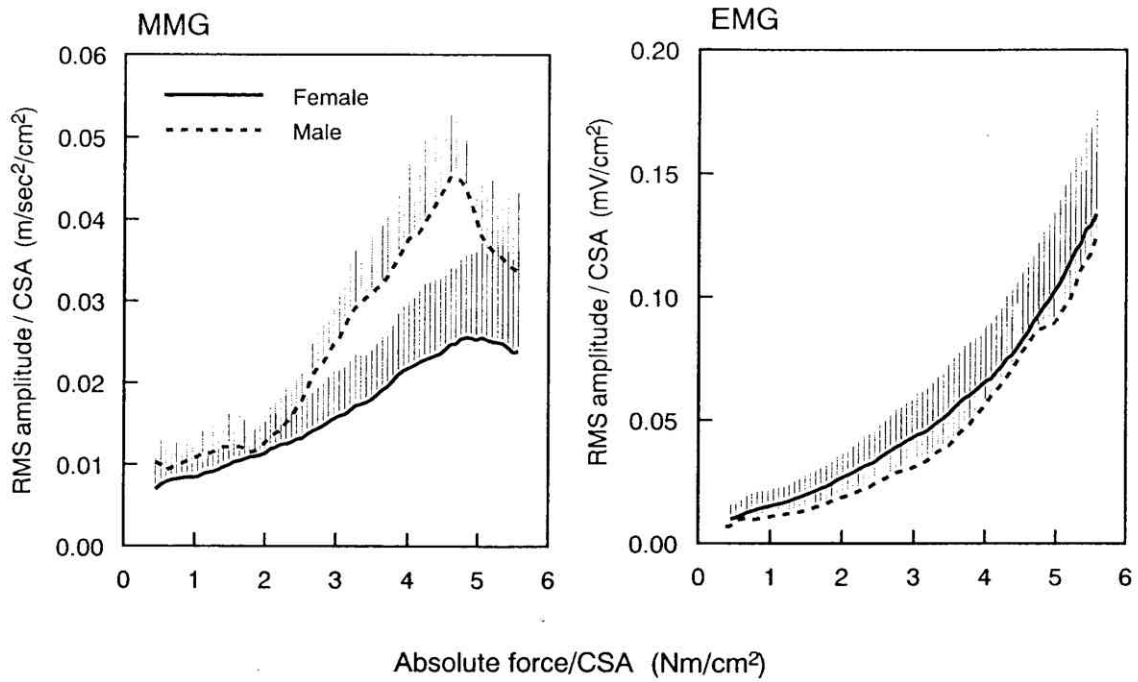


Fig.3 Inter-individual means and standard deviations (vertical line) of the root mean squared amplitude of the MMG and EMG as function of the torque normalized by the CSA.

降振幅が減少したのに対し、高齢者では減少はみられなかった。女性は、収縮強度が低い時は高齢者と、収縮強度が高い所では成人男性と類似したパターンを示した。

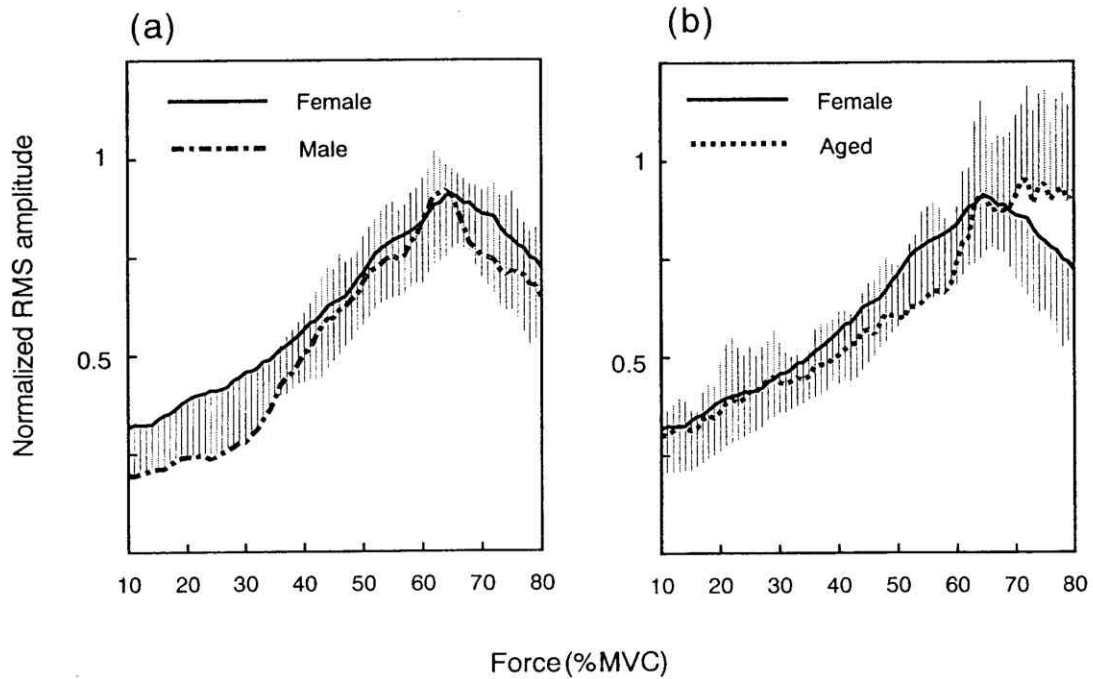


Fig.4 Inter-individual means and standard deviations (vertical lines) of root mean squared amplitude normalized by the CSA as a function of the percentage of the maximal voluntary contraction (%MVC).

(a) Female vs Male (b) Female vs Aged

4. 考察

先行研究では、MMG信号は筋重量 (Orizio 1993 ; Evetovich 1998)、皮下脂肪層 (Evetovich 1998)、筋ステップネス (Barry 1985 ; Dobrunz 1990) 等、様々な要因によって影響を受けることが報告されてきた。本研究の女性は、絶対筋力との関係でみた RMS_{MMG} は男性より有意に小さく、 RMS_{EMG} は有意に大きかった。この性差は一義的には筋重量によるものと考えられる。上腕二頭筋と下腿三頭筋では女性は男性よりも有意にMVCは低い、CSAで正規化すると年齢差と同様に性差はなくなる (Ikai and Fukunaga 1968 ; Kanehisa et al. 1994 ; Maughan et al. 1983)。本研究においてもMVC/CSAの性差はみられなかった。

しかし、CSAあたりのEMG振幅は性差はみられなかったのに対し、MMG振幅はCSAあたりでも性差が顕著であった。これはMMG振幅は皮下脂肪層によって減衰される性質を持ち、女性は男性よりも皮下脂肪層が厚いことから、MMG振幅への影響が大きかったものと考えられる。脂肪層の男女差に加えて、収縮強度に伴うMMG振幅の変化パターンが男女で異なることから、運動単位の動員様式にも男女で差があるのではないかと推察された。

Miller et al.(1993)は、上腕二頭筋の総筋線維数に占める速筋線維FT (fast twitch fiber) の割合%FTは、成人女性で56.5%、成人男性で57.0%と、筋線維タイプの分布に性差はないとしている。しかし、男性のFT線維断面積は遅筋線維ST (slow twitch fiber) 断面積より44%大きいものに対して、女性では19%しか差がなく、男性ほどFT線維とST線維の断面積の差が顕著でないことを報告している。男性は顕著な筋線維タイプによる明確な断面積の違いがあるので、FT線維が動員される30%MVC以降MMG振幅の急増がみられたのに対し、女性ではみられなかったものと思われる。さらにこのMMG応答の差異は、融合した強縮状態が関与していると思われる。強縮張力は単収縮張力より顕著に大きく、運動単位MU (Motor Unit)の発火頻度に伴い急増する。融合した強縮は筋出力を増大させる際の効果的な戦略であるが、女性は男性に比べてtwitch contraction and relaxation timeが長い (Belangar 1983)、あるいはtwitch/tetanus ratioが低い (O'Leary 1998) ことから、低い発射頻度で融合を起こして、収縮強度を上げているものと考えられる。

また、60%MVC以降、MMG振幅が減少するのは、融合した強縮の際には、活動筋線維の側方への径の変化が減少することによる。女性において減少率は男性よりも低いものの、男性と同じように60%MVC以降の振幅の減少がみられたのに対し、高齢者ではみられなかった。これは、高齢者では、速筋線維の選択的脱落があるため、速筋線維を動員して収縮力を高める代わりに、リクルートメントを続けることで収縮力を上げていると考えられている (Akataki 2002)。女性は、速筋線維の径がそれほど大きくないことは高齢者に類似しているが、高齢者のように速筋線維の脱落は生じていないため、強縮によるMMG振幅の減少がみられたと考えられる。

このように、MMGにみられる性差は、FT線維の形態的差異や、運動単位の動員様式を反映しており、筋機能の詳細な分析にMMGは有効であることが確認された。

文献

1. Akataki K, Mita K, Itoh K, Suzuki N, Watakabe M. Acoustic and electrical activities during voluntary isometric contraction of biceps brachii muscles in patients with spastic cerebral palsy. *Muscle Nerve*, 1996; 19: 1252-7.
2. Akataki K, Mita K, Watakabe M, Itoh Y. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol*, 2001; 84: 19-25.
3. Akataki K, Mita K, Watakabe M, Ito K. Age-related change in motor unit activation strategy in force production: a mechanomyographic investigation. *Muscle Nerve*, 2002; 25:505-12.
4. Barry DT, Geiringer SR, Ball RD. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle Nerve*, 1985; 8: 189-194.
5. Bell D, Jacobs I. Electro-mechanical response times and rate of force development in males and females. *Med Sci Sports Exerc*, 1986; 18: 31-36.
6. Belanger AY, McComas AJ. Contractile properties of muscles in myotonic dystrophy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 1983; 46:625-31.
7. Evetovich TK, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Smith DB, Ebersole KT, Perry SR. Gender comparisons of the mechanomyographic response to maximal concentric and eccentric isokinetic muscle actions. *Med Sci Sports Exerc*, 1998; 12: 1697-1702.
8. 福永哲夫、金久博昭. 日本人の体肢組成. 1990 ; 朝倉書店
9. Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z Angew Physiol*, 1968; 26: 26-32.
10. Kanehisa H, Ikegawa S, Fukunaga T. Comparison of muscle cross-sectional area and strength between untrained women and men. *Eur J Appl Physiol*, 1994; 68: 148-154.
11. Maughan RJ, Watson JS, Weir J. Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *J Physiol*, 1983; 338: 37-49.
12. Miller AEJ, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, sale DG. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol*, 1993; 66: 254-262.
13. Nonaka H, Mita K, Akataki K, Watakabe M, Yabe K. Mechanomyographic investigation of muscle contractile properties in preadolescent boys. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 2000; 40: 287-93.
14. Nygaard E, Houston M, Suzuki Y, Jorgensen K, Saltin B. Morphology of the Brachial Biceps muscle and elbow flexion in man. *Acta Physiol Scand*, 1983; 117:287-292.
15. O'Leary DD, Hope K, Sale DG. Influence of gender on post-tetanic potentiation in human dorsiflexors. *Can J Physiol Pharmacol*, 1998; 76:772-9.
16. Orizio C, Solomonow M, Baratta RV, Veicsteinas A. Influence of motor units recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius. *J Electromyogr Kinesiol*, 1993; 2: 232-241.